

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平8-56955

(43) 公開日 平成8年(1996)3月5日

(51) Int. Cl.⁶

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

A 6 1 B 17/39

審査請求 未請求 請求項の数14 O L (全 6 頁)

(21) 出願番号 特願平7-162456

(22) 出願日 平成7年(1995)6月28日

(31) 優先権主張番号 9 4 1 3 0 7 0 : 5

(32) 優先日 1994年6月29日

(33) 優先権主張国 イギリス (GB)

(71) 出願人 594089821

ジャイラス メディカル リミテッド
イギリス, CF 3 0 L X, カーディフ,
セント メロンス, ファウンテン レーン
(落地なし)

(72) 発明者 ナイジェル マーク ゴープル
イギリス, ウェールズ, CF 3 8 S B,
ノース カーディフ, キャッスルトン, タ
イ ニューイッド ドライブ 6番地

(74) 代理人 弁理士 遠山 勉 (外3名)

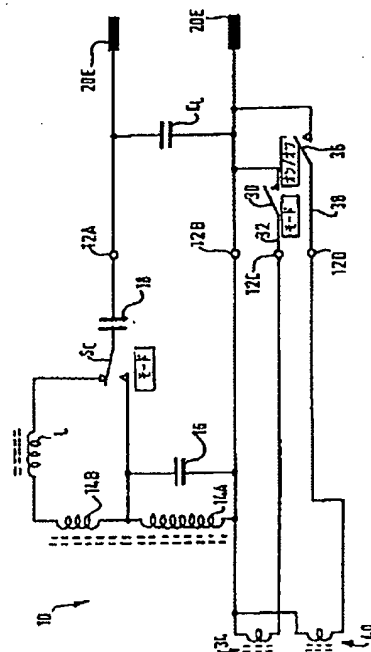
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電気外科用器具

(57) 【要約】

【目的】 電気外科的処置、特に組織切断に利用できるよう出力電圧を高める。

【構成】 組織の乾燥及び切断用電気外科用器具において、電気外科用ジェネレータは、ジェネレータ出力(12 A)に結合された電極ユニットとケーブルを含む負荷のキャパシタンス(C_L)とともに直列共振回路を形成する直列接続出力インダクタ(L)を有する。直列共振周波数は、典型的には $1.5f$ であり、ここで f はジェネレータの動作周波数である。キャパシタは、負荷のキャパシタンス(C_L)を増やすために双極電極(20E)をジェネレータに接続するコンダクタ間に包含し、結合してよい。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 電気外科用電極ユニット(20)とジェネレータにその電極ユニット(20)を結合する少なくとも1つのコンダクタ(22A)とを含む電氣的負荷に連結された電気外科用ジェネレータから成り、ジェネレータが結合コンダクタ(22A)と直列にインライン出力インダクタ(L)を有すること、負荷が容量性であり、負荷のキャパシタンス(C_C 、 C_{11} 、 C_E ； C_L)と出力インダクタ(L)が連なってジェネレータの動作周波数より高くしかも前記動作周波数の2倍より高くない共振周波数を有する直列共振出力回路を形成することを特徴とする電気外科用器具。

【請求項2】 電氣的負荷が、ジェネレータ出力の両端に結合される集中キャパシタンスを形成する少なくとも1つのキャパシタ(C_{11})を包含することを特徴とする請求項1記載の器具。

【請求項3】 電極ユニット(20)がハンドピース(24)に收容されており且つキャパシタ(C_{11})がハンドピース(24)に設けられていることを特徴とする請求項2記載の器具。

【請求項4】 電極ユニット(20)が一对の電極(20E)を有する双極ユニットであって、その各電極がハンドピース(24)を通過するそれぞれのコンダクタ(22A、22B)によってジェネレータのそれぞれの出力端子(12A、12B)に接続されることと、キャパシタ(C_{11})がコンダクタ(22A、22B)の間に接続されることを特徴とする請求項3記載の器具。

【請求項5】 キャパシタ(C_{11})の接続及び遮断のためにスイッチが用いられることを特徴とする請求項3又は4記載の器具。

【請求項6】 前記スイッチがハンドピース(24)のところに設けられた請求項5記載の器具。

【請求項7】 前記共振周波数がKfに等しく、ここでKは1.25から2までの範囲であり、fは負荷への最大電力伝達が開放ループ条件で生ずるジェネレータの周波数であることを特徴とする請求項1から6の何れかに記載の器具。

【請求項8】 直列共振回路のQが1.5から3までの範囲である請求項1から7の何れかに記載の器具。

【請求項9】 ジェネレータの動作周波数が300kHzから500kHzまでの範囲であり、インダクタ(L)が150μHから250μHまでの範囲の値を有する前記請求項1から8の何れかに記載の器具。

【請求項10】 ジェネレータが切断及び乾燥用の単一出力と、スイッチ(S； S_C)が切断モード状態にある時インダクタ(L)が負荷への電力伝達経路の一部を形成し且つスイッチ(S； S_C)が乾燥モード状態にある時インダクタ(L)がバイパスされるよう接続されるスイッチ(S； S_C)とを有することを特徴とする請求項1から9の何れかに記載の器具。

【請求項11】 並行共振回路(14、16；14A、16)、結合

コンダクタ(22A)によって電極ユニット(20)へ接続するための出力端子(12A)、及びその端子に接続された時容量性負荷のキャパシタンス(C_C 、 C_{11} 、 C_E ； C_L)と共に直列共振回路を形成するために共振出力回路と端子間に直列に接続されたインダクタ(L)とを有する出力段(10)から構成される電気外科用ジェネレータ。

【請求項12】 前記ジェネレータが300kHzから500kHzまでの範囲の周波数で操作可能であり、且つインダクタ(L)の値が150μHから250μHまでの範囲にあることを特徴とする請求項11記載のジェネレータ。

【請求項13】 前記ジェネレータが乾燥と切断モード間を切換えるためのモード制御を包含し、前記モード制御には、乾燥モードにおいてインダクタ(L)がバイパスされ、且つ切断モードでインダクタが共振出力回路(10)と端子(12A)間に直列に接合されるよう接続されるスイッチ(S； S_C)が包含されることを特徴とする請求項11又は12記載のジェネレータ。

【請求項14】 双極電極ユニット(20)；及び前記電極ユニットを登載するハンドピース(24)から成り、前記ハンドピースが、電気外科用無線周波数の電力をジェネレータから電極ユニットの電極(20E)まで伝達するための一对の電力供給コンダクタ(22A、22B)、及び電極ユニットと電力供給コンダクタとの固有キャパシタンスを補足するためにコンダクタ間に接続されるキャパシタ(C_{11})を包含することを特徴とする電気外科用装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本願発明は、外科的処置中に及び特に電気外科切断中に印加される無線周波数出力を増大するための回路構成を含む電気外科用器具に関する。

【0002】

【従来の技術】 電気外科切断には、一般に、電気外科的乾燥より高い出力電圧を必要とする。これに対する手段を講じるため、電気外科用ジェネレータ内部に、乾燥に用いるものと比較してより高い切断用の二次・対・一次出力変圧器巻線比を有する出力変圧器を組込むことが知られている。そのように巻線比が大きいため、特に所要ピーク出力電流及び電力損失の点から、変圧器を駆動する出力装置に対する要求が増大することになる。この困難事を克服するため、ジェネレータの出力インピーダンスを、典型的には300Ωから500Ωまでの範囲の値まで、増やすことが知られている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】 これは低値結合キャパシタを設けることにより達成してよいが、高負荷インピーダンスで用いる時、電極の集合体とその電極集合体をジェネレータに結合する任意のケーブルの固有キャパシタンスによって結合キャパシタの両端での電圧降下を大きくするという欠点がある。実際上、固有キャパシタンスは、結合キャパシタとともに、負荷の両端にかかる電

圧を下げる分圧器を形成する容量性負荷インピーダンスに相当する。電極集合体が濡ったところにある時は、有効負荷キャパシタンスが高くなるので、問題はさらに厄介なものとなる。この欠点を克服することが、本発明の目的とするところである。

【0004】

【課題を解決するための手段】本発明は、電気外科的電極ユニットとその電極ユニットをジェネレータに結合する少なくとも1つのコンダクタ（導体、導線）を含む電気負荷に結合される電気外科用ジェネレータから成り、ジェネレータは結合コンダクタと直列にインライン出力インダクタを有し、且つ負荷は容量性であり、負荷キャパシタンスと出力インダクタが連なってジェネレータの動作周波数より高くしかも前記動作周波数の2倍より高くない共振周波数を有する直列共振出力回路を形成することを特徴とする電気外科用器具を提供する。

【0005】負荷キャパシタンスは、もっぱらコンダクタと電極ユニット及び隣合う導電性素子との間の固有キャパシタンスから成ってよいが、少なくとも1つのキャパシタ、即ち、ジェネレータ出力の両端に結合されて、固有キャパシタンスに追加される集中(lumped)キャパシタンスも包含することが望まれる。集中キャパシタンスへの追加又はその代替として、ジェネレータと電極ユニットとを結合するコンダクタを包含する高キャパシタンス・ケーブルを用いてよい。

【0006】本発明の一具体例では、電極ユニットは、ケーブルによってジェネレータの出力端子に結合されるハンドピース内に、取外しできるか又はできないようにして、収容される。ジェネレータ出力からの結合コンダクタはケーブルとハンドピースを介して電極ユニットの電極まで延長する。この具体例では、ハンドピースは、コンダクタ間に結合され従ってハンドピースが接続される時ジェネレータの出力端子間に結合されるところのキャパシタを包含する。ハンドピースは別々の長さのケーブルを設けることができる故、任意の特定ハンドピースのキャパシタ値は、少なくとも一部分、設けられるケーブル長に合うように選んでよい。従って、ケーブル中のコンダクタの固有キャパシタンスはケーブル長によって決まるので、キャパシタはハンドピースとケーブルの組合せについて所望の全体又は総合キャパシタンスを生ずるように選択してよい。ハンドピース内にキャパシタを有することはまた、もし要すれば、所要の出力特性に応じて、キャパシタを接続し及び断路するためのスイッチをキャパシタと直列にハンドピース内に設けることができる、という利点をもたらす。事実、択一的なキャパシタ値がユーザによって選べるよう少なくとも2つのキャパシタを包含することが可能である。

【0007】ジェネレータの出力端子間のキャパシタンスとともにインラインインダクタを設けることにより、及びもしジェネレータの動作周波数で生ずる直列共振回

路のQが1より大なら、負荷両端の、事実上キャパシタンス両端の使用電圧は、変圧器結合ジェネレータ出力段の出力変圧器の二次巻線の巻線数を増やさなくても従来技術で達成されるものより高い。すでに述べたように、直列共振結合の共振周波数は、好ましくは、ジェネレータの動作周波数より高い。与えられた負荷インピーダンスに対して望まれる範囲は、 $1.25f \sim 2f$ であり、ここで f は、そこで負荷への最大電力伝達が開放ループ条件で（即ち、負荷インピーダンスの変動にตอบสนองして出力電力の変動を引起すフィードバック制御変調なしで）起こるジェネレータの周波数である。そのジェネレータの周波数で、直列共振結合のQは1.5から3までの範囲であってよい。

【0008】ジェネレータの動作周波数より高い共振周波数では、直列共振結合は永久に同調から外れる。この故意の不整合には2つの利点がある。まず、電極ユニットが濡った場所で使われる時、キャパシタンスが増えて直列共振結合の共振周波数がより低くなり、結果的に共振周波数がジェネレータの動作周波数により近づき、従って負荷にかかる電圧が高められることになる。この方法では、電極領域における電導性液体の影響は、さもなければそれ以上に達したであろう出力電圧の上昇によって補償される。さらに、直列共振結合の同調は、それがその共振ピーク・インピーダンスを外れて、即ち、特性勾配が共振周波数により近いものより急峻でないそのインピーダンス対周波数特性上の諸点で用いられるので特に重要ではない。

【0009】ジェネレータの動作周波数は、その出力での負荷インピーダンスに応じて可変できてよい。典型的には、動作周波数は、300kHzから500kHzまでの範囲内に留まる。直列共振回路の動作周波数は、典型的には、450kHzと700kHzの間であり、乾燥条件での好ましい周波数としては500kHz～600kHzの範囲である。インライン・インダクタに対する代表値は、 $150\mu\text{H} \sim 250\mu\text{H}$ であり、好ましい範囲は $170\mu\text{H} \sim 210\mu\text{H}$ である。電極ユニット、及び電極ユニットとジェネレータの出力端子の間の素子の総合キャパシタンスは、350pFより大きくなるよう及び好ましくは400pFより大きくなるよう配置されてよい。

【0010】切断及び乾燥の両用として単一の出力を有する電気外科用ジェネレータの場合、インライン・インダクタが切換えられることが望まれ、その結果、切断が必要なときはそれによってジェネレータの出力段を通して電力伝達経路部分が形成され、また、乾燥時のように、低めの電圧出力が要するときはスイッチを切るか又はバイパスされることになる。電極ユニットを登載しているハンドピースの内部にジェネレータを併合することは可能であり、この場合、簡単なスイッチをハンドピースのケーシング上に設けてよい。ジェネレータがケーブルを介してハンドピースに接続される単独ユニットであるという最も一般的な状況では、スイッチは、ジェネレー

タのハウジング自体の上に設けてよく、又は、好ましくは、インダクタの切換えは、ハンドピース上のスイッチから遠隔制御で実施してよい。事実、そのスイッチは、ジェネレータをオン・オフ切換えする第二のスイッチと同じ制御手段を使って操作してよい。このことは、1つ以上の別のコンダクタをハンドピースとジェネレータ間のケーブルに入れることにより行つてよく、ハンドピースは2つのスイッチ素子を含み、各々は、例えば、変圧器結合リンクを介してジェネレータのリレーを動作させる。ハンドピースの両スイッチ素子を単一の制御ボタンで動作させることは可能であり、その結果、外科医は、先ずそのボタンを押して電気外科用電力を印加でき、その後、もし要すれば、ジェネレータをオンするに必要な押下げ以上にそのボタンをさらに押してインライン・インダクタの切換えにより切斷用として出力電圧を上昇してよい。

【0011】発明は、その第二の様相の通り、双極電極ユニット；及び電極ユニットを記載しているハンドピースから成る電気外科用装置を包含しており、そのハンドピースは、電気外科用無線周波数電力をジェネレータから電極ユニットの電極に伝達する一対の電力供給コンダクタと、電極ユニットと電力供給コンダクタの固有キャパシタンスを補足するためにコンダクタ間に接続されたキャパシタを包含する。

【0012】

【実施例】発明の好ましい具体例を簡略した形で図1に示す。電気外科用器具は、出力端子12A、12Bを有する出力段10付きの無線周波数の電気外科用ジェネレータを有している。ジェネレータは、少なくともそれが、出力変圧器の二次巻線14と、二次巻線の両端に並列に結合された第一キャパシタ16と及び変圧器二次巻線とジェネレータの出力端子12A、12Bの1つとの間に直列に結合された第二キャパシタ18とから成る共振出力回路を有する自己同調出力発振器をもつ限りにおいて、好ましくは、英国特許第2214430号に開示された形状である。従つて、共振出力回路の共振周波数は、第二キャパシタ18によって表される直列接続リアクタンス素子のためにジェネレータに生じたその端子12A、12B間の負荷インピーダンスによって一部分決定される。ジェネレータは、発振器にパルスを発生させて出力電力を調整するための装置（未表示）を有する。これはフィードバックループを用いて行われる。本明細書において開放ループ条件に対する言及は、そのフィードバックループが不能のジェネレータの動作を意味するものである。

【0013】器具はさらに電極20Eを有する双極電極ユニット20を包含しており、そのユニットは電力伝達コンダクタ22A、22Bによってジェネレータに結合されていて、各コンダクタは、ジェネレータのそれぞれの出力端子12A、12Bの1つにそれぞれの電極を電気的に接続する。コンダクタ22A、22Bは、電極20Eから電極ユニット

20を登載するハンドピース24を通して、及びハンドピースを接合するケーブル26を通してジェネレータまで通っている。この好ましい具体例では、電極ユニットは、電極ユニット20とハンドピース24の間で取り外しできる電気接続を可能にする端子20A及び20Bを有していること、及びハンドピース24は、ジェネレータ10の端子12A、12Bから、引き続いて取り外しできるケーブル26に永久的に接続されていること、に気付くであろう。これは、ハンドピースとケーブルが、好ましくは単一体として供給される集合体を形成することを意味する。

【0014】発明に従つて、ジェネレータは、出力段変圧器の二次巻線14とコンダクタ22A、22Bの1つとの間の電力伝達経路の1つに直列素子を形成するインライン・インダクタLを包含する。コンダクタ22A、22Bは、特にそれらが互いに密接して配置されるケーブル26において固有の並列キャパシタンスを有することが分かるであろう。このキャパシタンスは、図1ではキャパシタンス C_c として示される。同様に、電極ユニットは、固有の並列キャパシタンス C_e を有し、これも図1に集中部品として図式的に示されている。キャパシタンス C_e は、電極20Eでの状態に応じて変化する。湿った場所では、 C_e は、電極20Eの露出した電導面と接触している電導性流体に起因して、ユニットが乾いている時よりかなり高くなる。これらのキャパシタンス C_c と C_e に加えて、ハンドピース24にはキャパシタ C_{11} があり、このキャパシタンスは、予め決めた値をもつキャパシタ部品である。全負荷キャパシタンス $C_c + C_{11} + C_e$ は、インライン・インダクタLと直列共振回路を形成する。

【0015】ジェネレータの動作周波数は、出力回路にインダクタLを欠如した場合約340kHzと440kHzの間で変化する。インダクタLの代表値は175 μ Hである。キャパシタ C_{11} の値は、直列共振回路の共振周波数が約1.5 f_{gen} になるよう選択され、ここで f_{gen} は、インダクタLが外(out)に切換えられた開放ループで負荷への最大電力伝達が生ずるジェネレータの動作周波数である。これは、現在のケースでは、約100 Ω の負荷抵抗に相当する。典型的には、これは乾燥状態での全負荷キャパシタンス $C_c + C_{11} + C_e$ に対して400pFと500pFの間の値を与える。実際に、乾燥状態における電極ユニットは、約20pFのキャパシタンスをもち、キャパシタンスの残余はハンドピースとケーブルの間で分割される。 C_{11} は、典型的には、150pFから350pFまでの範囲にある。

【0016】キャパシタ18は、全負荷キャパシタンス $C_c + C_{11} + C_e$ より約一桁大きい。従つて、インダクタLと負荷キャパシタンスによって形成される直列共振回路は、ジェネレータ10の動作周波数に対してはその影響は比較的小さい。

【0017】ジェネレータがハンドピースに統合される具体例では、コンダクタ22A、22Bの固有キャパシタンスは、説明した具体例におけるよりもかなり小さくなるこ

とが分かるであろう。そのような場合、キャパシタ C_H は相対的に大きくなる。

【0018】バイパス・スイッチ S は、インダクタ L の両端に接続され、それが実行されている電気手術の性質に応じて随意に内(in)又は外(out)に切換えられる。図1の具体例において C_H で表される付加キャパシタンスは、ハンドピースに必ずしも導入される必要はない。特に、それは、適当な長さを持ち且つ、例えば、メートル当り100pFより大きいとか、又は200pFをも越える高い固有キャパシタンスを有するケーブルを選択することにより導入してよい。

【0019】図1に示す配置では、負荷インピーダンスが比較的高い時(例えば、1k Ω より上)、電極20E両端の出力電圧が上昇することになるが、図2に示すようにジェネレータの変圧器の二次巻線の巻数を増やしてさらに改善することもできる。ここでは、二次巻線は2つの部分14A、14Bになり、キャパシタ16は、二次巻線の大きい方の主要部分14Aの両端にだけ結合される。この具体例では、部分14Aは部分14Bのその2倍の巻数をもつ。インライン・インダクタ L は、ジェネレータ出力段(特に二次巻線の部分14B)と出力端子12A、12Bの1つとの間に直列に結合される。この場合は、ジェネレータの自己同調共振器の周波数に影響するところの、共振回路の第二キャパシタ18は、インライン・インダクタ L と出力端子12Aとの間に接続される。インライン・インダクタが回路に入る時、キャパシタ18とインダクタ L の接続順序は重要でないことが分かるであろう。ケーブル、ハンドピース、及び電極ユニットは、図1のキャパシタ C_C 、 C_H 、及び C_E で構成される単一の負荷キャパシタンス C_L とともに簡略した形で示されている。

【0020】この具体例では、インライン・インダクタ L は、付加的二次巻線と共に、切換えスイッチ素子 S_C によって入力回路に入(in)及び出(out)に切換えられ、その結果、乾燥に対しては、出力端子12A、12Bは二次巻線の主部14Aの両端にだけ結合される。より高い出力電圧が必要な時、例えば、電気外科切断に対しては、スイッチ素子 S_C は、むしろ、直列即ちインラインインダクタ L と組合わせて二次巻線の両方の部分14A、14Bの両端にジェネレータ出力端子を接続するよう操作される。前述のように、直列共振回路は、インライン・インダクタ L と負荷キャパシタンス C_L によって形成され、共振周波数は、その動作周波数範囲の全てでないとしても大部分にわたり、ジェネレータの動作周波数より高い。

【0021】スイッチ素子 S_C は、好ましくは、切換えリレーの接極子と接点である。便宜上、このリレーはハンドピース上の押ボタンスイッチ(未表示)によって遠隔操作してよく、このスイッチは、動作時、ケーブル中の電線32とコネクタ12Cを通してジェネレータ10の動作コイル34に接続されているスイッチ30を閉じるものである。ジェネレータの出力をオン・オフするために、同じ

押ボタンスイッチを用いて、別の電線38と別のコネクタ12Dによってジェネレータの別のコイル40に接続されたハンドピースの別のスイッチ36を動作させてよい。

【0022】図2の回路におけるインライン・インダクタ L の切換えの効果を図3に示す。この図は負荷へ伝達される出力電力を負荷インピーダンスの関数としてプロットしたグラフであり、ジェネレータの出力は、パルス幅変調され、その電力をこの場合は約20ワットに制限する。点線の曲線は、インライン・インダクタ L が外(out)に切換えられた場合の電力/インピーダンス特性を示す。この設定は乾燥に用いられよう。実線の曲線は、インライン・インダクタ L の切換えの効果を示すものである。比較的高い負荷インピーダンスでの電力出力は、事実上増加し、且つ、加えて、対数目盛上では、電力カーブの幅が大きくなることが注目されよう。両曲線は、ほぼ平坦な中央部を持っている。これらの部分では、出力電力は、発振器にパルスを発生させることにより限定される。

【0023】

【発明の効果】本発明により前記課題を解決することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】発明による電気外科用器具の簡略回路図；

【図2】発明による代替器具部分の回路図；

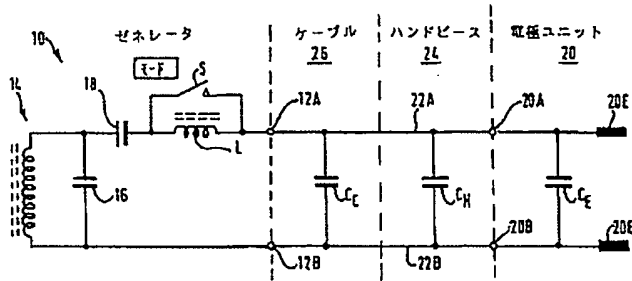
【図3】負荷インピーダンスに関する出力電力の変化を示すグラフ図。

【符号の説明】

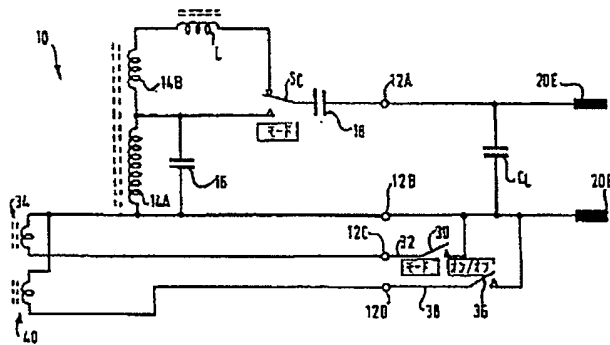
10…出力段	10…ジェネレータ
12A、12B…出力端子	14…出力変圧器の二次巻線
14A、14B…二次巻線の2つの部分	16…第一キャパシタ
18…第二キャパシタ	20…双極電極ユニット
20A、20B…端子12C…コネクタ	20E…電極
12D…コネクタ	24…ハンドピース
22A、22B…電力伝達コンダクタ	26…ケーブル
32…電線	30…スイッチ
36…スイッチ	34…動作コイル
40…コイル	38…電線
タンクス	C_C …キャパシタ
C_E …並列キャパシタンス	C_H …キャパシタ
L …インダクタ	S …バイパス・スイッチ
C_L …単一の負荷キャパシタンス	S_C …スイッチ

素子

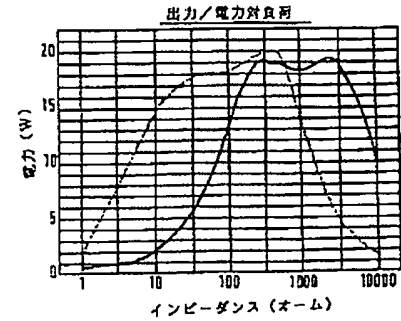
【図 1】



【図 2】



【図 3】



フロントページの続き

(72)発明者 コリン チャールズ オーウェン ゴープ
ル
イギリス、ウェールズ、CF64 1AT,
サウス グラモーガン、ペナース、クライ
ブ クレセント、オズボーン ハウス 5
番地